

Artigo Original

Recebido em 31/08/2004 e aceito em 29/03/2005

**Desenvolvimento de um
Equipamento Eletrocirúrgico
com Saída não Chaveada**

*Development of an Electrosurgical
Unit designed to study the
electrosurgery parameters*

Bertoldo Schneider Jr.

Doutor em Engenharia Biomédica, Instrumentação
Professor do Departamento de Eletrônica, CEFET-PR
E-mail: bertoldo@cefetpr.br
Grupo de Biotelemetria CPGEI/CEFET-PR

Paulo José Abatti

Doutor em Engenharia Biomédica
Professor do Departamento de Eletrônica, CEFET-PR.
E-mail: abatti@cpgei.cefetpr.br

Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e
Informática Industrial
Grupo de Biotelemetria CPGEI/CEFET-PR
Av. Sete de setembro, 3165,
81230-901, Curitiba, PR. Fone (41)310-4696

Resumo

Neste trabalho são discutidos os resultados do desenvolvimento de um protótipo de um equipamento eletrocirúrgico completo, tendo como meta um equipamento adequado para certificação de acordo com as normas brasileiras. O equipamento foi implementado com eletrônica analógica e circuitos digitais de processamento discreto. O protótipo obedece ao mais rígido critério de regulação de potência aplicada ao paciente (10% ou 5 W de erro máximo, o que for menor) da norma brasileira. Uma etapa de potência com saída senoidal, utilizando transistores bipolares em região ativa, foi utilizada em oposição às saídas chaveadas tradicionais (moduladas, geralmente, por largura de pulso – PWM). Estes tipos de saídas são discutidos comparativamente, tanto os aspectos de projeto quanto aspectos referentes às características espectrais e de transferência de potência útil para o paciente. Os problemas encontrados na tecnologia adotada para o estágio de saída são apresentados e suas vantagens e desvantagens discutidas na seção final. Um método inédito de regulação de potência ativa em altas frequências, que responde às modificações da impedância do tecido sob intervenção eletrocirúrgica em menos de 1 ms também é discutido em detalhes. Outro aspecto de peculiar dificuldade é o transformador de saída dos equipamentos eletrocirúrgicos, que opera em frequências acima de 300 kHz, o que faz com que o comportamento de sua impedância intrínseca exija cuidados especiais, sendo apresentadas algumas técnicas e soluções de projeto para o mesmo.

Palavras-chave: Eletrocirurgia, Equipamento eletrocirúrgico, Potência, Regulação, Transformador.

Abstract

This work presents the results of the development of an Electrosurgical Unit (ESU), which follows the Brazilian standards. The equipment was implemented using analogical electronic circuits mixed with digital discrete processing circuits. A sinusoidal power output stage was used instead of the usual switched circuits (based on Pulse Width Modulation – PWM), in order to reduce output spectral spread. Criteria for transistor selection and transformers design are presented. A new method to regulate active power in high frequency, which takes into account the dynamic modification of the tissue under surgery, able to respond to these modifications in less than 1 ms is also presented and discussed in detail.

Key words: Electrosurgery, Electrosurgical device, Electrosurgical unit, ESU, Power regulation, Transformer.

Extended Abstract

Introduction

The electrosurgery can be defined as the use of high currents intensities (typically up to 3 A) and high voltages (up to 2,000 V) in high frequencies (300 kHz to 5 MHz) to make incisions (cut), to destroy or to remove organic tissue, with a degree of hemostasis. For this, electrical current is applied to the tissue placed between the active and the dispersive electrodes (Figure 1a). Figure 1b illustrates three identical waveforms with the same root mean square (rms) value, presenting therefore, the same cut aspects, but different coagulation depths (because the different crest factors).

Unfortunately, most of the electrosurgical parameters had been selected based on empiricism (Dudzinski et al., 1971; Geddes et al., 1977; LaCourse et al., 1993a). In addition, aspects of safety, certification and standardization are also important issues concerning electrosurgical units (ESUs). Through the 90's, many standards have been published in Brazil, aiming to improve the safety and the quality of biomedical equipment (IN-METRO (magazine), 1992; NBR-IEC 60601-1, 1994; NBR-IEC 60601-2-2, 1998).

Circuit Description

The equipment was implemented using analogical electronic circuits mixed with digital discrete processing circuits. The sinusoidal power output is generated by a class B "push-pull" amplifier. Figure 2 shows the general block diagram of the developed equipment. The control unit allows the choice of the power to be applied; selection between cut and coagulation (25%, 50% or 75%, called "blends"); monopole or bipolar electrodes; cut controlled by footswitch or pen and ready on/off status. The discrete processing unit uses programmable circuits (EPROMs) to store the entire signal-processing algorithm. The monitoring unit is responsible for the necessary measurements, parameters surveillance and actions for the power regulation, and electric safety of the patient, operators and equipment. The monitored parameters are: current through the patient, leakage currents, path conductivity, integrity of the contacts, short circuit, opened circuit, limits of current and voltage, patient-plate contact resistance, and deficiency on the power supply.

The output transformer working at high frequencies has a resonant behavior, due to its intrinsic capacitances (Smith and Alley, 1992; Cogitore and Keradec, 1993; Blache et al., 1994; Schultz et al., 1997; Schellmanns et al., 1998; Bak-Jensen and Østergaard, 1999), as shown by the asymptotic Bode diagram (Blache et al., 1994) of the moduli of primary impedances (Figure 3). It should be noticed that the ordinary process to build a transformer produces the first resonance frequency (F1) next to 100 kHz. This means that at electrosurgical frequencies the transformer can have a capacitive (or inductive) reactance, assuming in some cases unpredictable behaviors, jeopardizing the output stage. From an engineer's viewpoint (because it is easier to get filter capacitors than filter inductors), to work with frequencies lower than F1 is recommended. Since F1 is mainly a function of the secondary intrinsic capacitance (C2), a good transformer for this purpose

can be achieved decreasing C2 by increasing the distance between the conductors (using dielectric strands between wires at the secondary) (Hara, 2003; Schneider Jr. and Abatti, 2003).

Figure 4 shows the characteristics of the used transistor and the AC curve for inductive load (Kaufman and Seidman, 1982). An inductive reactance value greater than the resistance value causes the incursion of the load curve in the forbidden region, endangering transistors. Thus, it is necessary to reduce the reactive influence as much as possible in these circuits.

Figure 5 illustrates the fact that the delivering power efficiency increases with the reduction of the frequency. This happens because the transistors (both MOS and bipolar) are not designed to operate (in the active region) with frequencies of hundreds of kHz.

In addition, for output power given in watts at the display, the output cannot vary more than 10% or 5 W, which one is the smaller, over the normative load-resistance range, 50 to 2,000 (NBR-IEC 60601-2-2, 1998). Therefore, the output power regulation system should be carefully designed. Figure 6 presents the block diagram of the implemented active power regulation system, in detail. The innovation of this circuit is that the current and all the circuit constants are packaged into a single control signal, which is applied to a voltage controlled power amplifier. The mathematics involved in this process is embedded in the discrete processing circuits. Finally, the output voltage should be limited to values smaller than 500 Vp (to avoid tissue carbonization) and 2 A (to avoid transistor damages).

Results and Conclusions

Figure 7 depicts the delivered power as a function of the patient resistance (RL) and applied voltage (V_{rms}), where the plateau represents the regulated 300 W power. It can be noticed the strong dependence of the plateau with the voltage (500 Vp) and current (2 A) limits. Normative electrical and mechanical tests had been simulated in laboratory showing results that can be considered satisfactory (Schneider Jr. et al., 2000). Functional tests of the ESU prototype had been realized, using the ESU analyzer BIO-TEK RF302. In addition, tests using beef, pork meat, tomatoes, soap, babosa (Aloes sp.), and chayote (Sechium edule sw.) has shown that the limitation on the maximum voltage is efficient in preventing tissue charring.

The analogical and discrete digital processing architecture guarantees a response time of 200 μ s. Compared to switched outputs, sinusoidal output power has shown less output signal spectral spread (Figure 8). Although the efficiency of class B "Push-Pull" amplifiers is about 50% (switched ordinary outputs presents efficiencies around 98%), the overall efficiency of the prototype (active power on patient divided for the apparent input power) is equivalent (below 40%) when compared to commercial units (Schneider Jr., 2004). Figure 9 presents the power efficiency of some commercially available equipment and the developed prototype, showing that their efficiencies have similar magnitude. Besides, the developed equipment allows the study of several electro surgery phenomena, particularly the spark production, because of the features of its regulation system and sinusoidal power output.

Introdução

O inventor do galvanômetro, Jacqué Arsène d'Arsonval, lançou em 1891 as bases para a eletrocirurgia, revelando que uma corrente de alta frequência efetua ações cirúrgicas em tecido orgânico (Geddes *et al.*, 1977). Posteriormente, em 1911, determinou-se que uma onda senoidal não modulada era mais eficiente para produzir o corte, enquanto uma senóide amortecida, mais eficiente na produção da coagulação (Pearce, 1986). No entanto, embora utilizada desde o início do século XX, a eletrocirurgia persiste até o presente quase inteiramente baseada no empirismo (Dudzinski *et al.*, 1971; Geddes *et al.*, 1977). LaCourse *et al.* (1993a), num artigo de revisão histórica, resumem: "É evidente que a eletrocirurgia está ainda em seu estágio empírico, com muito ainda a ser entendido sobre prevenção de acidentes e o mecanismo do arco eletrocirúrgico". Explicitando melhor estes fenômenos pouco investigados, pode-se citar a faísca, a eletroestimulação (Webster, 1988), queimaduras por causas elétricas (Leeming *et al.*, 1970) e efeitos fisiológicos relacionados aos parâmetros elétricos envolvidos.

A eletrocirurgia pode ser definida como a utilização de altas intensidades de corrente elétrica (tipicamente até 3 A) e altas tensões (até 2.000 V) em altas frequências (por norma de 300 kHz a 5 MHz) para fazer incisões (ou cortes), destruir e/ou remover tecidos orgânicos, juntamente com a promoção de algum grau de hemostasia. Para isso, a energia elétrica é aplicada através de um eletrodo ativo ao tecido orgânico posicionado entre este e o eletrodo de dispersão (Figura 1a). Conforme as hipóteses atualmente aceitas, a incisão eletrocirúrgica acontece quando o calor de uma faísca gerada entre o eletrodo ativo e o tecido, somado ao calor gerado pelo efeito Joule da alta densidade de corrente no ponto onde a faísca penetra o tecido, aquece as células rapidamente (acima de 100 °C), fazendo-as explodir em vapor. Entretanto, caso a temperatura ultrapasse os 200 °C, passa a ocorrer a carbonização, queimadura patológica de quarto grau do tecido (ERBE, 1994). A fulguração eletrocirúrgica acontece quando o calor gerado pela faísca desidrata o tecido, favorecendo a hemostasia (Webster, 1988). Esta é proporcional à razão entre o valor de tensão de pico da onda e seu valor eficaz, razão conhecida como "fator de crista", enquanto a incisão depende apenas do valor eficaz da mesma (Pearce, 1986). A Figura 1b ilustra três formas de onda com o mesmo valor eficaz, apresentando, portanto, cortes idênticos. Entretanto, as profundidades de coagulação são diferentes, sendo proporcionais aos diferentes fatores de crista.

Ressalta-se que a desidratação tissular pode também ser obtida a partir de efeitos térmicos de natureza ôhmica, onde o eletrodo entrega energia em contato íntimo com o tecido e, portanto, sem centelhamento (faiscância ou faíscação). Este processo é chamado de dessecação e não depende do fator de crista (Vogler e Mylrea, 1978).

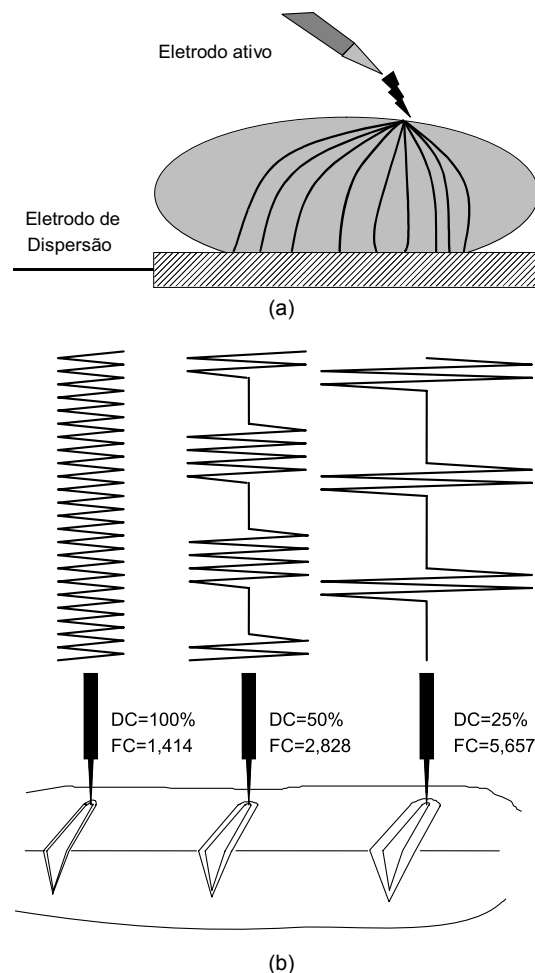


Figura 1. (a) Eletrodos ativo e de dispersão. No ponto de aplicação da energia, uma alta densidade de corrente provoca os efeitos térmicos. Toda a energia sai por uma grande área de contato não causando nenhum efeito nocivo neste ponto. (b) Esquema demonstrativo da relação entre profundidade de coagulação para três sinais de mesmo valor eficaz, porém com fator de crista (FC) diferentes. **Figure 1.** (a) Active and dispersive electrodes. At the energy application point, a high current density rises the local temperature. All this energy goes out through a large contact area so that there is not any effect at the dispersive electrode. (b) Illustrative figure demonstrating the relation between coagulation depth for three signals with the same rms value, but with different both crest factors (FC).

A faísca eletrocirúrgica ocorre quando o campo elétrico entre os eletrodos (o tecido tem supostamente o potencial do eletrodo de dispersão) atinge um determinado valor crítico, que vale aproximadamente 3 kV/mm para o ar seco, à pressão atmosférica normal (Sears e Zemanski, 1980). A faísca elétrica é uma breve e descontínua condução elétrica em gases, onde a diferença de potencial entre seus extremos é relativamente elevada (em oposição ao arco elétrico, por exemplo) e a densidade de corrente relativamente baixa (Jones, 1988). O campo elétrico depende da diferença de potencial aplicado, da distância entre os eletrodos (neste caso entre eletrodo ativo e tecido) e da geometria dos eletrodos. Quanto menor o raio de curvatura da ponta do eletrodo, maior é o campo elétrico nas proximidades (Sears e Zemanski, 1980). Uma ponta muito afiada pode gerar facilmente faíscas sem que, necessariamente, tenham a potência necessária para a ação requerida. Os materiais vaporizados no meio próximo à faísca interferem no modo e facilidade com que são geradas (Crichton, 1996). Deste modo, há um complexo compromisso entre os parâmetros tensão, corrente, material e geometria dos eletrodos, composição do tecido biológico e composição e pressão do meio para poder efetuar a incisão ou fulguração de modo eficiente.

Os níveis de potência utilizados nos diversos tipos de cirurgia variam muito e dependem de fatores nem sempre objetivos, tais como técnica cirúrgica escolhida e tipo de eletrodo utilizado, sendo que a maioria das eletrocirurgias é feita com potências entre 30 e 150 W. No entanto, há cirurgias especiais, como por exemplo ressecção transuretral e mastectomia, que podem utilizar potências de até 300 W (Valleylab, 1991).

Aspectos de segurança, certificação e normatização são também tópicos essenciais relacionados aos ESUs. No início dos anos 90, visando melhorar a qualidade dos equipamentos eletromédicos do Brasil (INMETRO, 1992), o Ministério da Saúde iniciou a regulamentação da certificação de conformidade de equipamentos médicos a normas técnicas através da Norma Geral dos Equipamentos Eletromédicos (NBR-IEC 60601-1, 1994). A norma brasileira específica para equipamentos eletrocirúrgicos (bisturis elétricos) só foi editada em 1998, (NBR-IEC 60601-2-2, 1998). Observa-se que, um ano antes desta, foi comprovado que nenhum dos quatro bisturis eletrônicos mais utilizados no Brasil apresentava conformidade com as normas pertinentes (Falcão, 1997). O fato de não haver equipamentos eletrocirúrgicos em condições de certificação evidenciou a oportunidade de desenvolver tal equipamento. Resolveu-se, então, desenvolver um equipamento ele-

trocirúrgico com saída de potência regulada e controles eletrônicos. Opcionalmente, o equipamento deveria também apresentar a possibilidade de modificação de seus parâmetros elétricos funcionais, de forma a possibilitar o estudo posterior de aspectos eletrocirúrgicos pouco esclarecidos.

Apresentam-se em seguida alguns resultados do desenvolvimento do protótipo de uma unidade eletrocirúrgica. São também discutidos em detalhes alguns problemas técnicos e tecnológicos considerados relevantes, apesar de já terem sido discutidos parcialmente na literatura (Pearce, 1986; Webster, 1988; LaCourse *et al.*, 1993a e 1993b). Não são abordados os aspectos que não contenham inovações para a área.

Descrição do Circuito

O equipamento eletrocirúrgico foi desenvolvido com eletrônica híbrida. Os circuitos sensores, circuitos geradores de sinal e amplificadores de potência são analógicos, enquanto o processamento usa eletrônica digital discreta combinacional (EPROMs). A escolha desta arquitetura (chamada de processamento discreto) se justifica no tempo menor de resposta que o sistema apresenta em relação aos sistemas microprocessados. Além disto, procurou-se utilizar o mínimo de componentes críticos, de preços elevados ou disponíveis por poucos fornecedores, de modo a minimizar custos e tornar futuras atualizações mais fáceis.

A Figura 2 mostra o diagrama de blocos geral do equipamento desenvolvido. Os dispositivos periféricos de entrada e saída são, respectivamente, o teclado e o *display*. Ambos foram incorporados num único dispositivo flexível de membrana. Existem, no circuito desenvolvido, três grandes blocos funcionais: a unidade de controle, a unidade de processamento discreto e o bloco de monitoração.

A unidade de controle possibilita a escolha da potência a ser aplicada, em múltiplos de 1 W (2 W num dos extremos e em menos de 3% da escala); a escolha entre corte (*CUT*), coagulação (*COAG*) ou entre os *blends* 25%, 50% ou 75% (que combinam corte e coagulação nas proporções especificadas); a escolha entre configuração de eletrodos monopolar ou bipolar (a faixa e limites de segurança são automaticamente alterados); a escolha entre acionamento por pedal ou pela caneta (eletrodo ativo) e a habilitação ou não da saída (*ready on/off*).

A unidade de processamento discreto, baseada em circuitos programáveis, contém toda a lógica de apoio. Neste caso, as entradas contêm todos os sinais de seleção de potência, *blend*, tipo de intervenção, tipo

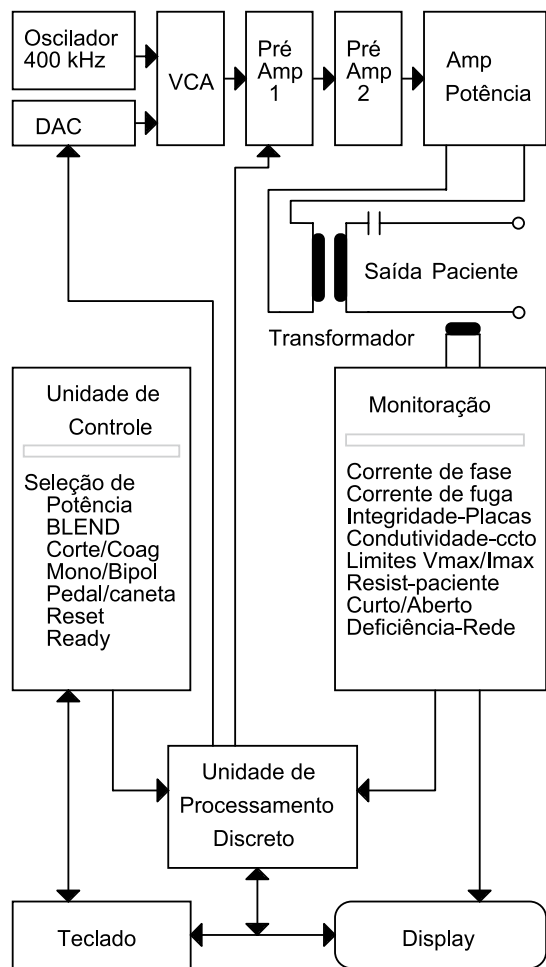


Figura 2.- Diagrama em blocos do equipamento eletrocirúrgico. **Figure 2.** Block diagram of the ESU.

de eletrodos, corrente digitalizada, sinais de monitoração, entre outros e as saídas contêm todos os sinais de controle e comandos necessários para o *display*, amplificadores, relés atuadores e alarmes.

A unidade de monitoração é responsável pelas medições, monitoração e ações necessárias para a regulação automática da potência e a segurança elétrica do paciente, operadores e do próprio equipamento. Foram usados transformadores toroidais como sensores de corrente e isoladores opto-eletrônicos para isolamento de circuitos. Os parâmetros monitorados são: a corrente através do paciente, em fase com a tensão de referência; a corrente de fuga; a integridade da condutividade das placas e conexões dos eletrodos; a integridade do contato do paciente com as placas duplas; o curto circuito entre eletrodos ou cabos; circuito aberto entre os mesmos; limites de corrente e tensão; impedância do paciente e deficiência da alimentação da rede elétrica.

Transformador

Os transformadores são uma parte crítica do circuito de saída de potência de equipamentos eletrocirúrgicos. Um transformador em alta frequência tem um comportamento ressonante, em função das capacidades intrínsecas de seus enrolamentos (Smith e Alley, 1992; Cogitore e Keradec, 1993; Blache *et al.*, 1994; Schultz *et al.*, 1997; Schellmanns *et al.*, 1998; Bak-Jensen e Østergaard, 1999), tal como resumido pelo diagrama de assintotas de Bode, mostrado na Figura 3 (linha pontilhada) (Blache *et al.*, 1994). A capacitância intrínseca de um enrolamento é provocada pela somatória dos efeitos capacitivos intrínsecos entre suas espiras (em maior grau) e as capacitâncias entre as camadas (em menor grau). Como se pode observar na Figura 3, dependendo da frequência de operação, o transformador pode apresentar um comportamento indutivo ou capacitivo. As regiões muito próximas às frequências de ressonâncias são relativamente instáveis, podendo variar do indutivo ao capacitivo, em função da variação da carga (como é o caso em eletrocirurgia, que varia de 50 a 2.000 Ω), provocando oscilações danosas ao estágio de saída. Para evitar este

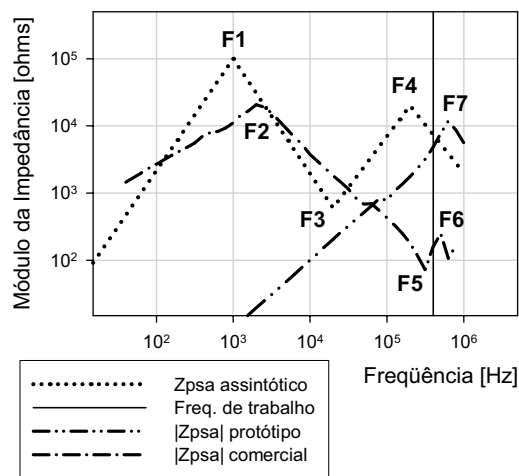


Figura 3. Assintotas de Bode representando o comportamento dos módulos das impedâncias dos transformadores (Z_{psa} = impedância primária com secundário em aberto) em relação à frequência. A curva traço-ponto-ponto representa o comportamento real das ressonâncias de Z_{psa} do transformador desenvolvido para o protótipo. **Figure 3.** Asymptotic Bode diagram representing the behavior of the transformer impedance moduli (Z_{psa} = primary impedance with secondary open) as function of the frequency. The dash-dot-dot curve represents the real behavior of the Z_{psa} resonances of the transformer developed to be used in the prototype.

problema, o transformador deve ser implementado de tal forma que sua primeira frequência de ressonância (F1, F2 e F7 para a curva assintótica, curva real de um transformador comercial típico e curva do transformador do protótipo, respectivamente, na Figura 3) seja superior à frequência de operação do equipamento, e que aquela não seja alcançada com as variações normais da carga eletrocirúrgica. Isto demanda alguns cuidados especiais, uma vez que o processo ordinário de montagem gera transformadores com frequências de ressonância abaixo dos 100 kHz, menores, portanto, que o mínimo exigido por norma (300 kHz). Como exemplo, na Figura 3, uma curva de um transformador especialmente encomendado para tal propósito (por falta de conhecimento, a maioria dos fabricantes usam técnicas de cálculo e manufatura convencionais, fornecendo transformadores impróprios para tal aplicação) apresenta uma primeira frequência de ressonância em F2, abaixo dos 100 kHz, e a frequência de operação do equipamento, por infeliz coincidência, ficou entre F5 e F6, provocando efeitos nocivos à saída de potência (oscilação reativa). Como a primeira frequência de ressonância é predominantemente dependente da capacitância intrínseca do secundário (Schneider Jr., 2004), podem-se utilizar separadores dielétricos entre as espiras deste enrolamento (e fitas entre as camadas) e/ou filmes plásticos finos para criação de entreferros (no núcleo de ferrite do transformador), de modo a diminuir tal capacitância, criando um transformador apropriado para eletrocirurgia (Schneider Jr. e Abatti, 2002; Hara, 2003; Schneider Jr. e Abatti, 2003), como mostra a curva traço-ponto-ponto da Figura 3, que representa o transformador manufaturado pelo autor (núcleo EE, marca Thornton, ferrite IP12R com $66,5 \times 52,4 \times 64,4$ mm, com primário com 3,5 espiras espaçadas (ar) e secundário com duas camadas de 13 espiras cada, com enrolamentos espaçados por fios de poliéster com 1,7 mm de diâmetro, enrolados em carretel de papelão), onde a frequência de ressonância (F7) está acima da frequência de operação.

Saída Senoidal em Região Ativa

Implementou-se um amplificador de potência *push-pull* com transistores bipolares NPN (MJL3281, $V_{ce_Max} = 200$ V, $I_c = 15$ A e $P_{máx} = 200$ W) polarizados em região ativa, classe B. O circuito tem referência própria e flutuante. Um pré-amplificador foi dimensionado de modo a entregar uma corrente de base ao amplificador muitas vezes maior (até dez vezes maior) que a necessária em condições normais (*hfe* é fornecido somente para frequências menores) para o

funcionamento apropriado na frequência requerida. Os limites de potência e de tensão, bem como a ruptura secundária, estão ilustrados na Figura 4, assim como a curva c.a. (corrente alternada) típica para cargas indutivas (Kaufman e Seidman, 1982). A equação da “reta” de carga c.a., quando com carga indutiva, tem um termo em di/dt que transforma esta reta numa elipse. Nota-se que, para cargas com predominância indutiva, a elipse pode invadir a região proibida, desenvolvendo uma potência acima da capacidade de dissipação do componente. Assim, cuidados adicionais devem ser tomados para evitar a queima dos transistores, tais como o projeto adequado do transformador (item anterior), compensações reativas para minimização da elipse ou critérios mais restritos de polarização c.c..

A Figura 5 mostra como a eficiência em entregar potência diminui com a frequência. Isto acontece pelo

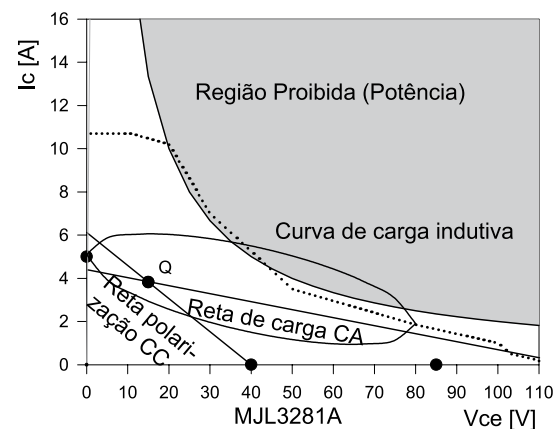


Figura 4 . Comportamento do transistor bipolar de potência MJL3281A. A linha cheia delimita a região onde a potência é maior do que a capacidade de dissipação do transistor (região proibida). A linha pontilhada delimita a região além da qual a temperatura de junção atinge um valor destrutivo, seja pela corrente de coletor ou pela ruptura secundária (second breakdown). Quando a carga é mais indutiva que resistiva, a curva (elipse) de carga pode invadir a região proibida, levando o transistor à queima. **Figure 4.** Behavior of the power bipolar transistor (MJL3281A). The full-filled-line curve delimits the region where the power is greater than transistor dissipation capacity (forbidden region). Dashed line indicates the region where the temperature of the junction can be damaged the transistor, due to excess of collector current or due to the second breakdown. When inductive reactance is bigger than resistance, AC load curve can enter into the forbidden region.

fato dos transistores (tanto os bipolares quanto os de efeito de campo) não serem projetados para operação em frequências de centenas de kHz na região ativa (a forte inclinação das curvas em função do valor ôhmico da carga se deve ao fato do experimento ter sido efetuado com correntes de excitação de base inferiores às necessárias para entregar potências máximas, o que não compromete o estudo de sua dependência em função da frequência).

Sistema de Regulação de Potência

A potência entregue ao paciente, quando declarada em watts, não pode variar mais do que 10% ou 5 W, o que for menor, dentro da faixa de resistências da norma (NBR-IEC 60601-2-2, 1998). É neste item que se encontram as maiores discrepâncias nos equipamentos atualmente vendidos e utilizados pelo sistema de saúde do Brasil (Falcão, 1997).

A Figura 6 apresenta o diagrama em blocos detalhado do sistema implementado de regulação de potência ativa. Um oscilador gera uma senóide de frequência ajustável entre 300 e 500 kHz, cuja amplitude (V_{osc}) é ajustada através de um pré-amplificador. Uma amostra da corrente através do paciente (I_s) é retirada através de acoplamento magnético com o laço de saída e seu valor, em fase com a tensão, é determinado pelo circuito detector de fase e depois amplificado apropriadamente. Em seguida, este sinal é digitalizado e quantizado através de um conversor analógico/digital, e um circuito de processamento discreto (ambos programáveis do tipo EPROM) determina seu recíproco (proporcional a $(I_s)^{-1}$). Este sinal é então convertido novamente em

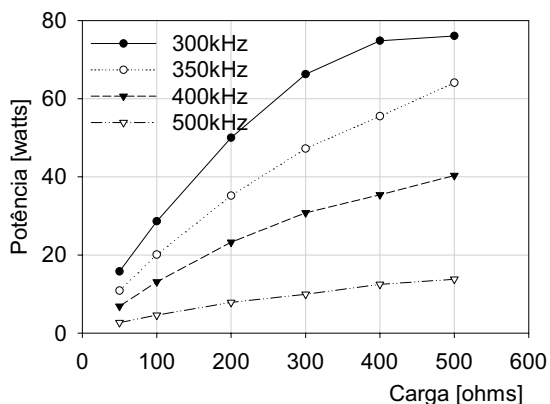


Figura 5. Potências máximas entregues pelo circuito de saída estudado em relação à frequência de operação e aos valores das cargas. **Figure 5.** Maximum power delivered by the output circuit as a function of the operating frequency and load values.

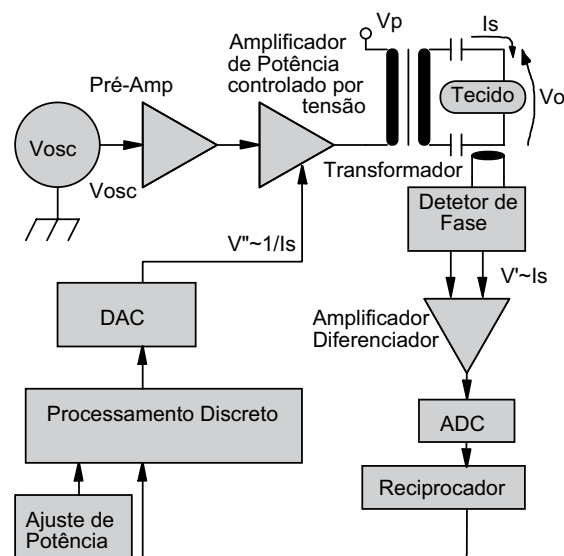


Figura 6.- Diagrama em blocos do sistema de regulação de potência útil sobre uma carga resistiva com grande variação de valores ôhmicos. **Figure 6.-** Block diagram of the active power regulation system over a resistive load with large ohmic values variation range.

analogico (conversor DA) e usado para controlar o ganho de um amplificador. Deste modo, o sinal entregue ao tecido (V_o) é proporcional à tensão de entrada do amplificador de potência (V_{osc}) dividido pela corrente de paciente (I_s). Ou seja, a potência útil ($V_o \cdot I_s = I_s \cdot k \cdot V_{osc} / I_s = k \cdot V_{osc}$) independe de I_s (na instância do amplificador de potência). Observa-se que o valor da constante k (e, conseqüentemente, da potência útil) pode ser ajustado através do circuito de processamento discreto (0-300 W). As constantes dos demais circuitos são ajustadas uma única vez durante o processo de calibração do equipamento (podendo ser recalibradas a qualquer momento). Optou-se, ainda, por limitar a tensão de geração das faíscas a 500 Vp, para evitar carbonização excessiva, e a corrente em 2 A, para evitar a queima dos transistores.

Resultados

A Figura 7a ilustra os limites da regulação de potência do bisturi. A superfície foi gerada levando-se em consideração uma potência arbitrária de 300 W. A tensão de pico aplicada varia de 200 a 500 Vp. Abaixo desta faixa o centelhamento (faiscância) se torna difícil, e acima pode ocorrer carbonização dos tecidos. O platô de regulação ocorre onde nenhuma condição limitante é ultrapassada. Quanto menor a potência a ser entregue, maior a região de regulação (platô). Obviamente, o platô pode também ser ampliado aumentando-se a faixa

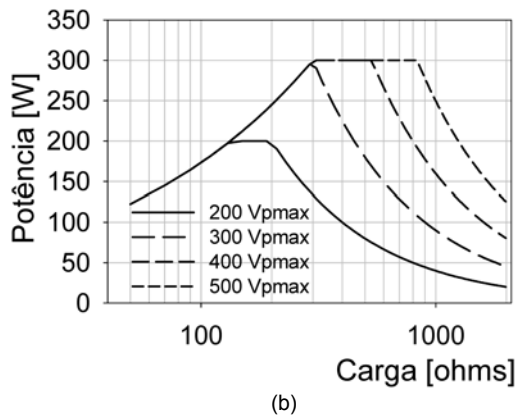
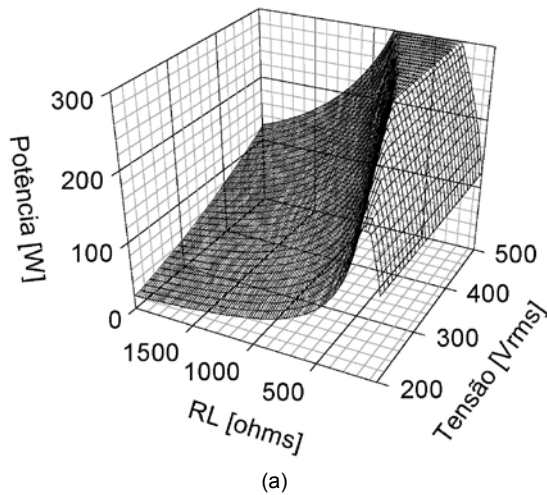


Figura 7. Regulação de potência aplicada: (a) Limites da Regulação de potência em função da tensão aplicada e da impedância do tecido orgânico; (b) Curvas típicas de potência declarada encontradas em manuais de equipamentos eletrocirúrgicos. O platô de potência regulada depende da tensão máxima que o equipamento pode fornecer. **Figure 7.** Power regulation: a) Limits of the power regulation like function of the applied voltage and tissue impedance; b) Typical curves of the power regulation found in the ESU manuals. The plateau of the regulated power depends on the maximum voltage the equipment can deliver.

de tensão ($> 500 V_p$) ou de corrente ($> 2 A_{rms}$) aplicadas, expediente utilizado pela maioria dos equipamentos comerciais tradicionais. As partes inclinadas da superfície correspondem às situações onde tensão e/ou corrente atingiu(ram) seu(s) valor(es) limite(s). A Figura 7b mostra as curvas da potência entregue em função da resistência do paciente, tais como apresentadas em manuais de fabricantes. A Figura 8a ilustra o espectro de uma saída chaveada (montada com MOS-FETs, de acordo com esquemas tradicionais encontrados nos

equipamentos comerciais) e a Figura 8b, o espectro da saída do protótipo desenvolvido. As figuras foram obtidas com metodologias diferentes: enquanto a Figura 8a é uma fotografia amostrada manualmente em 128 pontos e tratada com o *software* MatLab®, a Figura 8b foi amostrada digital e diretamente com 2.500 pontos e tratada matematicamente da mesma maneira. Nota-se a diferença da porcentagem da potência útil em relação à total, muito maior na saída do protótipo, que confirma as previsões matemáticas de espalhamento espectral (para sinais PWM e aproximadamente senoidais), que podem ser obtidas através de Gomes (1988).

Testes elétricos e mecânicos normativos foram simulados em laboratório próprio, fornecendo resultados satisfatórios (Schneider Jr. *et al.*, 2000). Os testes funcionais do equipamento foram simulados, utilizando-se o analisador de equipamentos eletrocirúrgicos BIO-TEK RF302 (que não usa centelhamento no processo de análise), carnes de boi e de porco, tomates (*Lycopersicon esculentum* (L.) H. Karst), sabonetes, folhas de babosa (*Aloes sp.*) e chuchu (*Sechium edule Sw.*), obtendo-se resultados adequados. A limitação da tensão de saída se mostrou eficiente em evitar carbonizações indesejáveis.

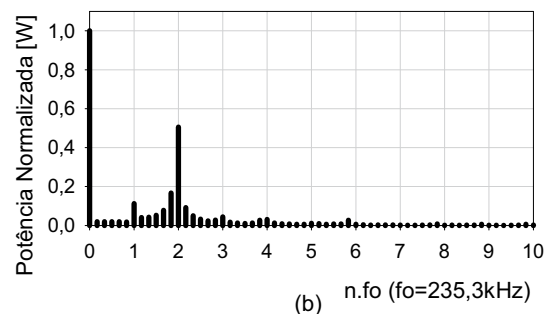
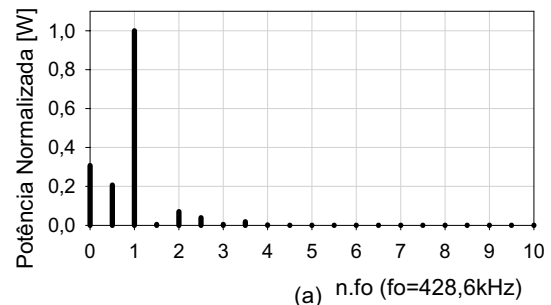


Figura 8. Espectros de potência: (a) de uma saída chaveada típica e (b) da saída push-pull, classe B, do protótipo. **Figure 8.** Power Spectrum: (a) of a typical switched output; and (b) of the class B push-pull output circuit of the prototype.

Quanto à arquitetura escolhida, o único elemento de atraso (além do tempo de resposta dos próprios componentes) é o tempo de quantização do conversor AD (80 ciclos de *clock*, neste caso, 200 μ s), respondendo por praticamente 100% do tempo total de resposta do equipamento. Estimou-se que para o pior caso (equipamento sem limites de tensão ou corrente, ajustado em 300 W sobre 2.000 Ω , i.e., 775 Vrms, se o tecido mudar repentinamente para 50 Ω , receberia, caso os transistores suportassem, uma potência de 12 kW), e 1 ms seria um tempo insuficiente para provocar a carbonização no tecido. O uso da saída em região ativa tem mais contra-indicações quanto maiores forem a potência e a frequência operacional requeridas. Sua principal desvantagem é a eficiência intrínseca (próxima de 50%, enquanto nas saídas chaveadas está próxima de 99%). Entretanto, se os equipamentos eletrocirúrgicos forem comparados quanto a sua eficiência energética (aqui definida como a razão entre a potência em watts entregue ao paciente e a potência em volt-ampères de entrada do equipamento), esta eficiência pode não significar muito quando associada à vantagem do espectro estreito fornecido pelas saídas senoidais. A Figura 9 mostra a comparação entre equipamentos comerciais equivalentes, cujos dados são publicados pelos fabricantes, quanto as suas eficiências energéticas. A barra representativa do protótipo desenvolvido mostra que

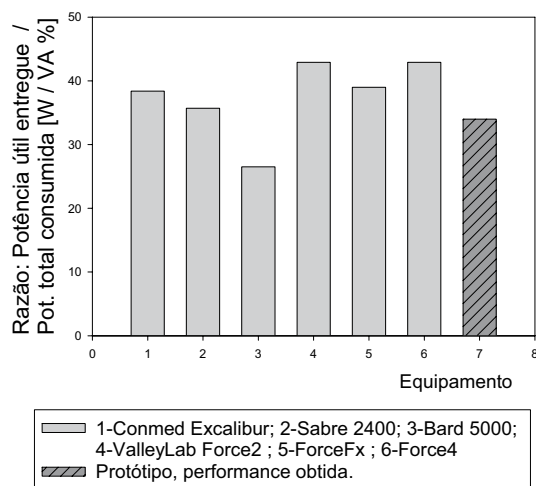


Figura 9. Comparação entre as eficiências energéticas (potência aplicada em watts dividida pela de entrada em volt-ampères) de equipamentos comerciais e do protótipo. **Figure 9.** Comparison between the energy efficiency (applied power in watts divided by the power in volt-ampères at the power cord) of the commercial equipments and the prototype.

o mesmo possui uma eficiência comparável às dos equipamentos comerciais.

Conclusão

O procedimento relatado para a construção dos transformadores demonstrou ter grande influência no projeto das saídas dos equipamentos eletrocirúrgicos. O uso de saída senoidal apresenta a vantagem de uma maior concentração de energia na faixa cirúrgica do espectro e maior facilidade de regulação (saídas chaveadas têm maior dispersão de energia no espectro e esta é, ainda, proporcional ao índice de modulação, o que torna muito mais difícil a regulação de potência, comparativamente à saída senoidal). Embora o centelhamento seja, devido ao seu caráter não linear, uma fonte de geração de harmônicas acima e abaixo da frequência de operação e interfira igualmente nos dois tipos de saída, a saída senoidal apresenta melhor eficiência de potência útil de corte. Além do mais, a Figura 9 demonstra que, embora a eficiência da saída chaveada seja maior que a da saída senoidal, a eficiência total dos equipamentos têm valores aproximadamente iguais (abaixo de 40%). Portanto, por possibilitar uma regulação de alta precisão da potência útil entregue ao paciente, pode-se dizer que os circuitos com saída senoidal são mais vantajosos que os circuitos chaveados, no caso dos equipamentos eletrocirúrgicos, quanto à eficiência energética e a qualidade da função eletrocirúrgica. Para estudos futuros, pretende-se utilizar o protótipo desenvolvido para investigar aspectos relacionados com o centelhamento e emissões eletromagnéticas desses equipamentos.

Referências

- Bak-Jensen, B., Østergaard, L. (1999), "Estimation of the model parameters in equivalent circuit models of potential transformers", *Power Engineering Society, Winter Meeting, IEEE*, v. 2, p. 1053-1058, 31 Jan-4 Feb.
- Blache F., Keradec, J.P., Cogitore, B. (1994), "Stray capacitances of two winding transformers: equivalent circuit, measurements, calculation and lowering", *Industry Applications Society Annual Meeting, 1994, Conference Record of 1994, IEEE*, v. 2, p. 1211-1217, 2-6 Oct.
- Cogitore, B., Keradec, J.P. (1993), "The two winding ferrite core transformer, an experimental method to obtain a wide frequency range equivalent circuit", *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, v. 43, p. 364-371, 18-20 May.
- Crichton, B.H. (1996), "Gas discharge physics", In: *IEE Colloquium on Advances in HV Technology*, Glasgow, n. 173, p. 3/1-3/5, 4 Oct.
- Dudzinski, P.J., Petrove, A.F., Suttner, W.R. (1971), "A new electro-surgical unit", *The Journal of Urology*, v. 105, p. 712-713.
- ERBE, (1994), *Operator Manual, ERBOTON ICC 350*, version 1.06, ERBE, code 10128-200 & 10128-206.

- Falcão, M.M. (1997), *Certificação de Equipamentos Eletromédicos: Ensaios Técnicos e Implantação de Laboratório*, Dissertação de Mestrado, Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná, Curitiba, 140 p., abr.
- Geddes, L.A., Silva, L.F., Dewitt, D.P. (1977), "What's new in electrosurgical instrumentation?", *Medical Instrumentation*, v. 11, p. 355-361.
- Gomes, A.T. (1988), *Telecomunicações: Transmissão e Recepção, AM-FM e Sistemas Pulsados*, São Paulo: Érica, 4ª ed., 560 p.
- Hara, M.S. (2003), *Desenvolvimento de Uma Unidade Implantável Não Ressonante com Dois Componentes para Sistema de Biotelemetria Passiva*, Dissertação de Mestrado, Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná, Curitiba, 120 p., ago.
- INMETRO, (1992), "O novo sistema brasileiro de certificação", *Revista Inmetro*, v.1, n. 1, jul/set.
- Jones, G.R. (1988), "High pressure arcs in industrial devices", *CDROM Encyclopedia Grolier*, Verbete: ARC, electric.
- Kaufmann, M. Seidman, A.H. (1982), *Manual para Ingenieros y Técnicos en Electrónica, Diagramas, Curvas, Tablas y Gráficas*, México: Libros McGraw-Hill do México.
- LaCourse, J.R., Rothwell, A.D., Selikowitz, S.M. (1993a), "Development of electrosurgery. I: A historical perspective", In: *Proceedings of the 1993 IEEE Nineteenth Annual Northeast Bioengineering Conference*, Newark, p. 35-36, 18-19 March.
- LaCourse, J.R., Rothwell, A.D., Selicowitz, S.M. (1993b), "Voltage-Current Characteristics of an AC Arc for Different Electrode Separations with Application to Electrosurgery", *Proceedings of the 1993 IEEE Nineteenth Annual Northeast Bioengineering Conference*, Newark, p. 37-39.
- Leeming, M.N., Ray Jr., C., Howland, W.S. (1970), "Low-voltage direct-current burns", *JAMA: the Journal of the American Medical Association*, v. 214, p. 1681-1684.
- NBR-IEC 60601-1 (1994), *Equipamento Eletromédico, Parte 1: Prescrições Gerais para Segurança*, ABNT, Associação Brasileira de Normas Técnicas, 149 p., nov.
- NBR-IEC 60601-2-2 (1998), *Equipamento Eletromédico, Parte 2: Prescrições particulares de Segurança para Equipamento Cirúrgico de Alta Frequência*, ABNT, Associação Brasileira de Normas Técnicas, 21 p., abril (válida a partir de 01/06/1998).
- Pearce, J.A. (1986), *Electrosurgery*, New York: John Wiley & Sons.
- Schellmanns, A., Berrouche, K., Kéradec, J.-P. (1998), "Multiwinding Transformers: a successive refinement method to characterize a general equivalent circuit", *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurements*, v. 47, p. 1316-1321.
- Schneider Jr., B. (2004), *Estudo Teórico-prático de Parâmetros Técnicos e Fisiológicos Utilizados em Eletrocirurgia, Visando a Otimização do Desenvolvimento e Performance de Um Bisturi Eletrônico*, Tese de Doutorado, Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná, Curitiba, dez.
- Schneider Jr., B., Abatti, P.J. (2002), "Estudo do transformador de saída de Equipamentos eletrocirúrgicos", In: *Anais do XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, São José dos Campos, v. 3, p. 228-233, 9-12 set.
- Schneider Jr., B., Abatti, P.J. (2003), "Practical procedures and modeling for electrosurgical devices transformers", In: *Proceedings of the World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering IFMBE*, Sydney, CDROM, v. 4, p. 24-29, Aug.
- Schneider Jr., B., Beltramim, S., van den Berg, L., Abatti, P.J. (2000), "Desenvolvimento de um bisturi Eletrônico conforme normas brasileiras", In: *Anais do XVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, Florianópolis, p. 609-612, set.
- Schultz, J., Roudet, J., Schellmanns, A. (1997), "Modeling Litz wire windings", In: *Conference Record of the 1997 IEEE Industry Application Society, Thirty-Second IAS Annual Meeting*, New Orleans, p. 1190-1195, 5-9 Oct.
- Sears, F.W., Zemanski, M.W. (1980), *Física, Eletricidade, Magnetismo e Tópicos de Física Moderna*, Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos Editora.
- Smith, K.C.A., Alley, R.E. (1992), *Electrical Circuits, An Introduction*, New York: Cambridge University Press, p. 146-148.
- VALLEYLAB, (1991), *Service Manual of Force 2*, Pfizer Hospital Product Group, Valleylab Inc.
- Vogler, L.J., Mylrea, K.C. (1978), "Tissue heating from electrosurgery signals", In: *Proceedings of the 31st Annual Conference on Engineering, Medicine and Biology*, n. 20, p. 34.
- Webster, J.G. (1988), *Encyclopedia of medical devices and instrumentation*, New York: John Wiley & Sons, v. 2, p. 1180-1203.